

PRIMA

Volume 12, Nomor 2, November 2015

ISSN : 1411-0296

## MODIFIKASI DESAIN RANGKA SANDARAN KURSI PADA PERANGKAT RENOGRAF TERPADU

Muhammad Awwaluddin, Tri Hardjanto, Sanda, Joko Sumanto, Benar Bukit  
PRFN – BATAN, Kawasan Puspipetek Gd 71, Tangerang Selatan - 15310  
[Muhammad.awwaluddin@batan.go.id](mailto:Muhammad.awwaluddin@batan.go.id)

### ABSTRAK

*MODIFIKASI DESAIN RANGKA SANDARAN KURSI PADA PERANGKAT RENOGRAF TERPADU. Telah dilakukan modifikasi desain rangka sandaran kursi sebagaiudukan detektor untuk mendukung beroperasinya perangkat renograf terpadu. Modifikasi rangka dilakukan dengan mengganti struktur yang tadinya hollow carbon steel 25 x 25 mm dengan pipa carbon steel schedule 40 berukuran 3/4 inch dan hollow carbon steel ukuran 20 x 40 mm tebal 1,2 mm. Kemudian dilakukan analisis menggunakan software ANSYS dengan parameter pembebanan yang telah ditentukan. Hasil analisis menunjukkan tegangan maksimum yang terjadi sebesar  $1,7219 \times 10^8$  Pa masih dibawah batas maksimalnya sebesar  $2.4816 \times 10^8$  Pa sehingga dapat dinyatakan layak digunakan. Dengan modifikasi desain yang diajukan, maka pengoperasian perangkat renograf terpadu dapat dilakukan dengan aman.*

*Kata kunci : Renograf Terpadu, Perangkat, Modifikasi Desain, Rangka.*

### ABSTRACT

*DESIGN MODIFICATION FOR BACK SEAT FRAME ON INTEGRATED RENOGRAF EQUIPMENT. A the design modification of the back seat frame used as a detector holder to support the operation of the integrated renograf has been done. Modification of the framework is done by replacing the structure that was hollow carbon steel 25 x 25 mm with a schedule 40 carbon steel pipe measuring 3/4 inch and with the hollow carbon steel the measures is 20 x 40 mm in thickness of 1.2 mm. Then performed the analysis using ANSYS software with loading parameters have been determined. The analysis showed that the maximum stress occurs at  $1,7219 \times 10^8$  Pa is still below the maximum limit of  $2.4816 \times 10^8$  Pa to be declared fit for use. With the proposed design modifications, the operation of the integrated renograf can be safe.*

*Keywords: Integrated Renograf, Device, Modification Design, Frame.*

## 1. PENDAHULUAN

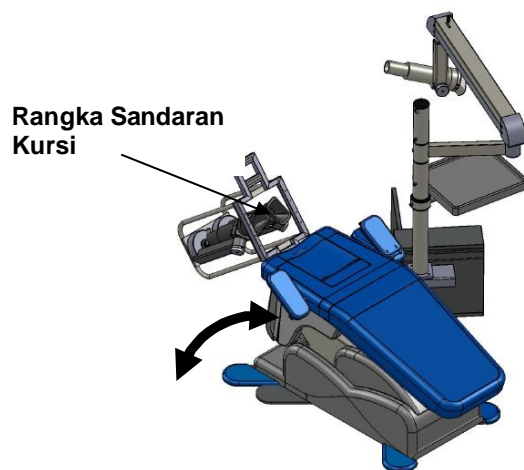
Telah dikembangkan peralatan prototipe Renograf Terpadu oleh Pusat Rekayasa Fasilitas Nuklir-BATAN yang mempunyai dua fungsi sekaligus, yaitu untuk mendiagnosis fungsi ginjal dan untuk diagnosis fungsi *thyroid*<sup>[1]</sup>. Hasil analisis desain yang telah dibuat menggunakan software ansys, yaitu pada struktur rangka sandaran kursi mengalami kegagalan, dalam hal ini defleksi struktur terlalu besar, dan patah pada sudut sambungan struktur. Dengan demikian perlu dilakukan modifikasi sistem mekanik dari perangkat tersebut. Kegagalan tersebut dikarenakan desain rangka terdahulu hanya didesain untuk mampu menahan beban pasien yang bersandar. Sedangkan dalam persyaratan desain yang terbaru, rangka tersebut harus mampu membawa detektor, kolimator, beserta dudukanya pada saat dioperasikan.

Modifikasi desain rangka sandaran kursi yang dilakukan meliputi penggantian model desain, penggantian struktur yang digunakan dan melakukan analisis desain yang telah dimodifikasi. Metode yang digunakan adalah dengan menentukan parameter pembebanan yang digunakan, menentukan bentuk dan distribusi pembebanan yang terjadi, melakukan evaluasi desain sebelum modifikasi, membuat modifikasi desain rangka sandaran kursi dan melakukan analisis terhadap hasil desain modifikasi rangka tersebut. Bahan yang digunakan adalah pipa dan *hollow carbon steel* yang merupakan

material yang mudah didapatkan dipasaran dengan massa jenis  $7800 \text{ kg/m}^3$ . Hasil modifikasi desain rangka sandaran kursi ini diharapkan dapat menahan beban yang diberikan serta dapat memenuhi persyaratan fungsi yang telah ditetapkan yaitu aman saat dioperasikan dengan kondisi pasien tidur maupun saat kondisi pasien duduk. Modifikasi ini juga mempertimbangkan kekuatan untuk menjamin keamanan, kenyamanan baik pengguna (operator) dan pasien, serta menjamin terpenuhinya fungsi yang diharapkan. Selain itu rangka sandaran kursi yang dihasilkan nantinya harus terlihat indah dan tidak menakutkan pasien yang akan diperiksa fungsi ginjal maupun tyroidnya.

## 2. TEORI

### 2.1. Prinsip Kerja Sistem Mekanik Rangka Sandaran Kursi



Gambar 1. Prinsip kerja perangkat mekanik

Gambar 1 menunjukkan sistem mekanik kursi pada perangkat renograf terpadu. Sandaran kursi dapat digerakkan untuk posisi pasien duduk dengan sudut  $75^\circ$  maupun posisi tidur  $0^\circ$ .

### 2.2. Pembebanan dan Momen Gaya

Beban merupakan parameter utama yang dipertimbangkan dalam modifikasi desain rangka sandaran kursi pada perekayasa renograf terpadu. Beban adalah massa dalam satuan kg dikalikan percepatan gravitasi dalam satuan  $\text{m/s}^2$ , jika dirumuskan adalah<sup>[2]</sup>:

$$W = m \times g \dots\dots\dots(1)$$

Parameter beban yang digunakan dalam pertimbangan modifikasi desain rangka sandaran kursi pada perekayasa renograf terpadu dapat ditunjukkan pada tabel 1. Parameter beban tersebut akan diletakkan pada rangka sandaran kursi sehingga posisi kolimator akan mengikuti gerakan sandaran kursi dan bergerak dari posisi datar  $0^\circ$  sampai posisi tegak  $75^\circ$  dari posisi datar.

Akibat adanya beban tersebut, maka dapat menyebabkan berubahnya dimensi atau bentuk struktur yang digunakan sehingga menyebabkan patah struktur dan dapat membahayakan operator maupun pasien. Gaya yang ditimbulkan akibat parameter beban yang ada juga dapat mempengaruhi pergerakan posisi rangka sandaran kursi maupun aktuator yang digunakan. Gaya tersebut berupa gaya momen dikarenakan beban tersebut

berada pada jarak  $l$  m dari posisi rangka yang sejajar dengan engsel dan jika dirumuskan maka<sup>[3]</sup>:

$$\Sigma M = \Sigma (F \times l) \dots\dots\dots (2)$$

### 2.3. Faktor Keamanan

Syarat kemaan adalah tegangan aktual harus lebih kecil daripada tegangan ijin material. Faktor kemaan dapat dirumuskan<sup>[2][4]</sup>.

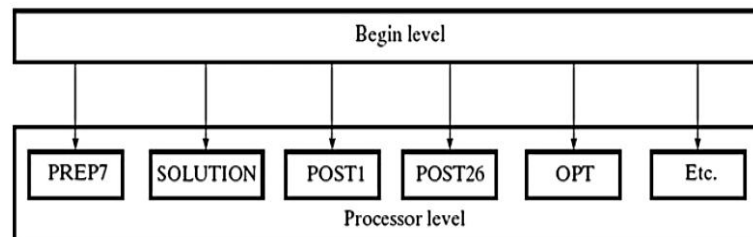
$$\text{Faktor keamanan } (n) = \frac{\text{Kekuatan sebenarnya}}{\text{Kekuatan yang diijinkan}} \dots\dots\dots (3)$$

Faktor keamanan haruslah  $> 1,0$  untuk menghindari kegagalan. Tergantung pada keadaan, maka faktor keamanan yang harganya sedikit di atas 1,0 hingga 10 yang dipergunakan. Faktor keamanan dalam desain bukanlah suatu hal yang sederhana, karena baik kekuatan dan kegagalan memiliki berbagai macam arti. Kegagalan dapat berarti patah atau rusak sama sekali pada suatu struktur. Penentuan faktor keamanan memperhitungkan kemungkinan pembebanan yang melampaui batas (*overloading*) dari suatu struktur baik dari pembebanan statik maupun pembebanan dinamik secara berulang, serta kemungkinan kegagalan akibat kelelahan struktur (*fatigue failure*) dan lain-lain. Pada desain sandaran kursi yang dibuat ditetapkan nilai faktor keamanannya adalah 1,1.

Apabila faktor keamanan sangat rendah, maka kemungkinan kegagalan akan menjadi tinggi dan karena itu desain strukturnya tidak diterima. Sebaliknya jika faktor keamanan sangat besar, maka strukturnya akan menjadi boros bahan dan kemungkinan tidak sesuai dengan fungsinya misalnya menjadi sangat berat.

### 2.4. Finite Element Analisis Menggunakan ANSYS

Konsep dasar analisis *finite element* menggunakan ANSYS adalah mendiskretisasi atau membagi suatu struktur menjadi bagian-bagian yang lebih kecil yang jumlahnya berhingga, kemudian melakukan analisis gabungan terhadap elemen – elemen kecil tersebut. Tujuan dari analisis ini adalah untuk memperoleh nilai pendekatan numerik sehingga dapat diselesaikan dengan bantuan komputer, maka *Finite Element Analisis* (FEA) dikatakan bersifat computer oriented<sup>[5]</sup>. Program ANSYS memiliki dua tingkatan dasar yaitu: tingkat awal dan tingkat prosesor dan jika digambarkan seperti pada gambar 2.



Gambar 2. Bagan proses kerja ansys.

Terdapat tiga prosesor yang digunakan:

1. *Preprocessor* yang berisi perintah – perintah yang dibutuhkan untuk membangun model yakni : mendefinisikan tipe dan pilihan elemen, mendefinisikan konstanta real elemen, mendefinisikan sifat material, membuat model geometri, mendefinisikan meshing kontrol, dan mesh model yang dibuat.
2. *Prosesor (SOLUSI)* yang memiliki perintah memungkinkan untuk menerapkan kondisi batas dan pembebanan. Misalnya pada masalah struktural, dapat ditentukan kondisi batas perpindahan dan kekuatan, atau untuk masalah perpindahan panas, dapat

ditentukan batas suhu permukaan atau konvektif. Setelah semua informasi yang dibuat tersedia untuk prosesor solusi, pemecahan solusi dapat dilakukan. Dalam solusi terkait dengan analisis yang dilakukan sekarang, maka yang ditampilkan adalah solusi untuk deformasi, *Equivalent Von-Misses Stress*, dan *Safety* faktor.

3. *Postprocessor* berisi perintah-perintah yang memungkinkan untuk mengurut dan menampilkan hasil analisis, yaitu: membaca data hasil dari prosesor, membaca hasil elemen data, memplot hasil, dan menampilkan daftar hasil.

### 3. METODE MODIFIKASI DESAIN

Metode modifikasi desain rangka sandaran kursi pada Perekayasaan Renograf Terpadu meliputi:

- Menentukan parameter beban yang digunakan dalam modifikasi desain rangka sandaran kursi. Dalam hal ini dapat ditunjukkan pada tabel 1.

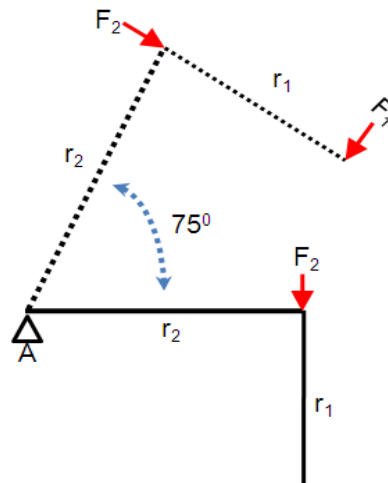
Tabel 1. Parameter beban yang digunakan dalam pertimbangan modifikasi desain

No	Beban yang dijadikan parameter modifikasi	Nilai
1	Kolimator beserta stand penahan kolimator berjumlah 2 buah dan Rangka dudukan kolimator. ( $F_1$ )	33 kg
2	Beban pasien saat menyandar ( diasumsikan sebagian beban manusia dengan berat maksimal 150 kg) ( $F_2$ )	96 kg

- Menentukan bentuk pembebanan yang terjadi serta posisi pergerakan rangka sandaran kursi.
- Melakukan Evaluasi kekuatan desain rangka sandaran kursi sebelum dilakukan modifikasi menggunakan software Ansys.
- Membuat Modifikasi Desain Rangka Sandaran Kursi
- Melakukan Analisis Kekuatan Struktur Modifikasi Desain Rangka Sandaran Kursi menggunakan Software Ansys.
- Penggabungan Detektor, Kolimator, Beserta Dudukannya pada Rangka Sandaran Kursi

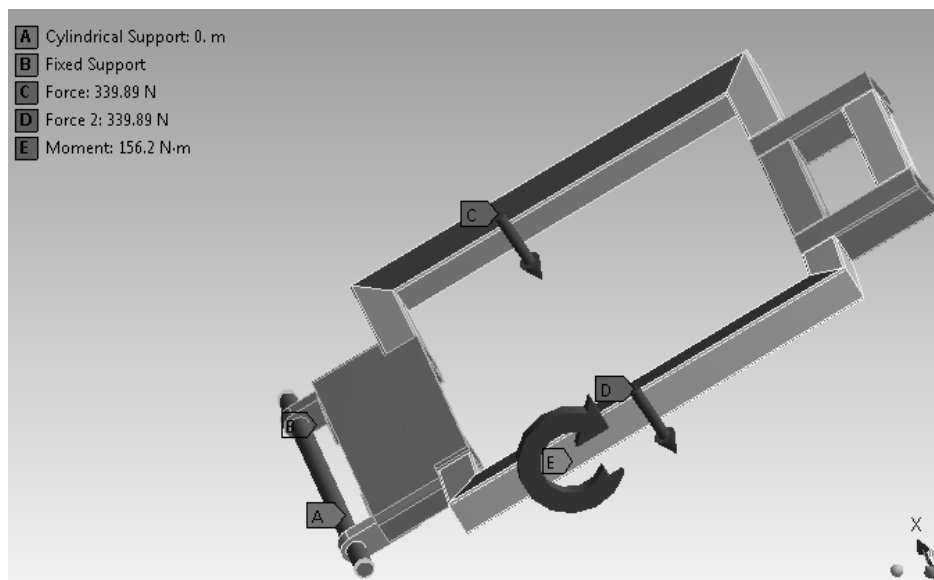
### 4. HASIL DAN PEMBAHASAN

Bentuk pembebanan pada rangka sandaran kursi dimodelkan seperti pada gambar 3.  $F_2$  adalah beban yang berasal dari badan pasien sebesar 96 kg,  $F_1$  adalah beban dari 2 kolimator, detektor renograf dan rangka dudukannya sebesar 33 kg.  $r_2$  adalah jarak titik pusat beban  $F_2$  dengan support A (engsel) sebesar 300 mm, dan  $r_1$  adalah jarak titik pusat beban  $F_1$  dengan rangka utama sandaran kursi. Pergerakan lengan dapat bergerak naik ataupun turun sejauh  $75^\circ$



Gambar 3. Diagram Pembebanan Rangka Sandaran Kursi

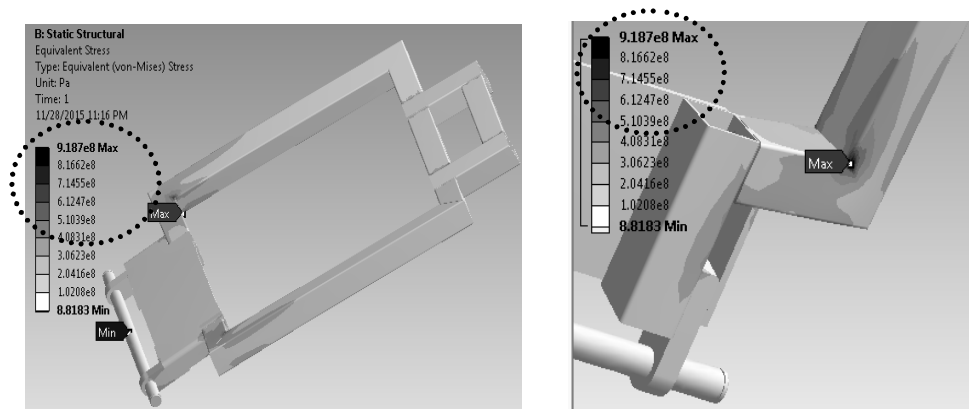
Desain sebelum dimodifikasi dan model pembebanan dapat dilihat pada gambar 4.



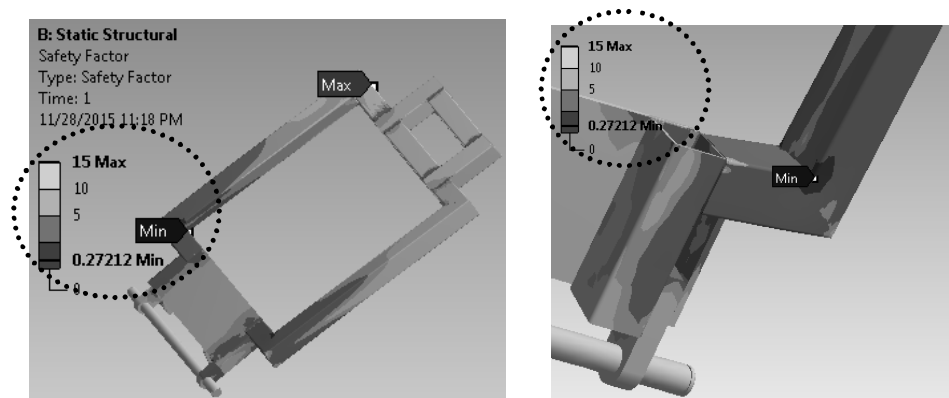
Gambar 4. Desain rangka sebelum dimodifikasi dan pembebanan sebelum dilakukan analisis

Rangka sandaran kursi pada perekayasaan renograf terpadu sebelum modifikasi menggunakan struktur hollow (*carbon steel*) berukuran 25 x 25 mm dan tebal 1,2 mm. Kemudian diberikan pembebanan dengan parameter beban pada Tabel1 dan mengikuti diagram pembebanan pada gambar 3.

Hasil analisis struktur tersebut menggunakan *software* ANSYS adalah sebagai berikut: nilai tegangan maksimum (*Equivalent Von-Mises Stress*) sebesar 9,187e8 Pa sehingga dapat dikatakan struktur ini mengalami kegagalan. Faktor keamanan t struktur tersebut sebesar 0,27212 atau di bawah batas minimum yang telah ditetapkan yaitu 1,1 sehingga tidak memenuhi persyaratan desain dan harus dilakukan modifikasi desain.

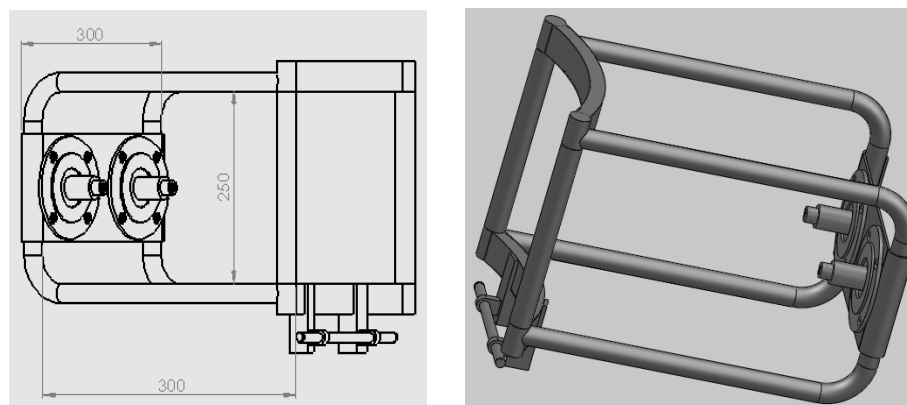


Gambar 5. Hasil analisis *Equivalent Von-Mises Stress* sebelum dimodifikasi



Gambar 6. Hasil analisis *Safety Factor* sebelum dimodifikasi

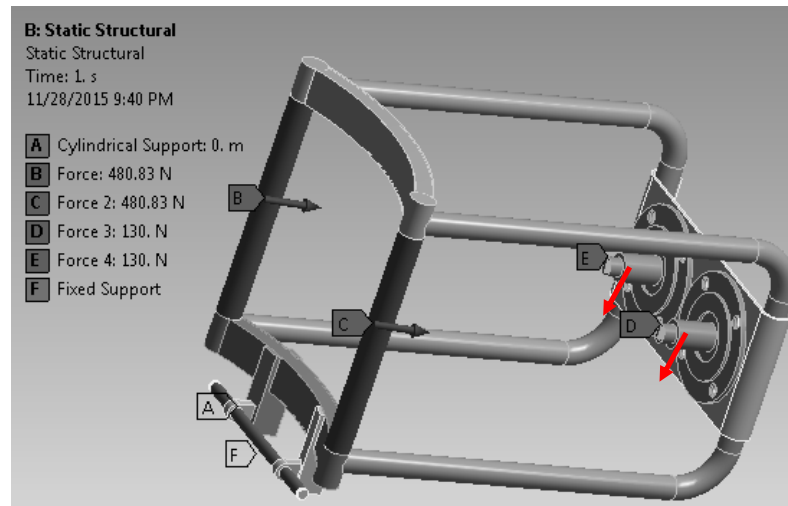
Hasil modifikasi desain rangka sandaran kursi terlihat pada Gambar 7. Dimana ada penggantian struktur *hollow* ke pipa *carbon steel schedule 40* berukuran 3/4 inch (*outside diameter* 27.2 mm, *inside diameter* 21.4 mm).



Gambar 7. Hasil Modifikasi Desain Rangka Sandaran Kursi

Pada lengkungan sandaran menggunakan *hollow carbon steel* berukuran 20 x40 mm tebal 1.2 mm. Pelat dudukan kolimator menggunakan bahan carbon steel berukuran 325 x 140 mm dengan ketebalan 3 mm dan as untuk engsel menggunakan SS304 dengan diameter 12.5 mm sepanjang 220 mm.

Hasil pemodelan dan pembebanan struktur yang telah dimodifikasi pada software ANSYS dapat dilihat pada Gambar 8.



Gambar 7. Pemodelan dan Pembebanan Modifikasi Desain Rangka Sandaran Kursi

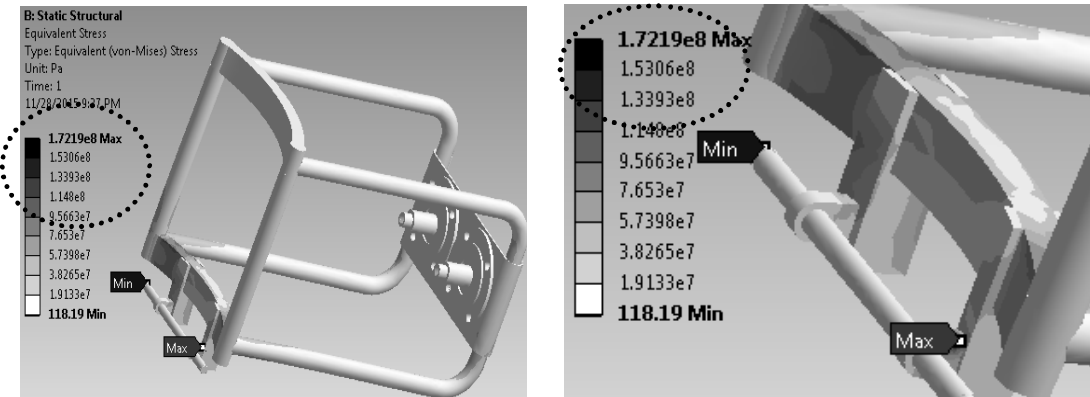
Pembebanan yang diberikan mengikuti diagram pembebanan pada gambar 3 dengan diberikan 2 *support* yaitu berupa *cylindrical support* (A) untuk mewakili engsel dan *fixed support* (F) untuk mewakili *actuator*. Beban yang di berikan pada (E dan D) total sebesar 26 Kg atau 260 N berasal dari kolimator, dan beban pada B dan C sebesar 96 Kg atau 960 N berasal dari beban pasien.

Sebelum *running* proses analisis maka ditentukan terlebih dahulu material yang akan digunakan, dalam hal ini digunakan material struktur dari *carbon steel* dengan *mechanical properties* bahan terlihat pada Table 2.

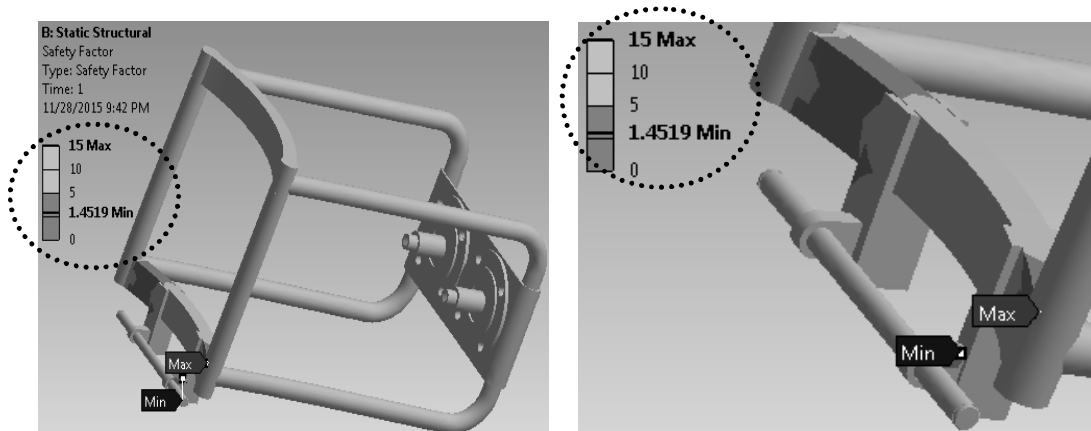
Tabel 2. *Mechanical properties of carbon steel* <sup>[6][7]</sup>

Property	Value	Units
Elastic Modulus	2e+011	N/m <sup>2</sup>
Poissons Ratio	0.32	N/A
Shear Modulus	7.6e+010	N/m <sup>2</sup>
Density	7800	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	482549000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength in X		N/m <sup>2</sup>
Yield Strength	248168000	N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient	1.2e-005	/K
Thermal Conductivity	30	W/(m·K)
Specific Heat	500	J/(kg·K)
Material Damping Ratio		N/A

Hasil analisis struktur rangka sandaran kursi setelah dimodifikasi menggunakan software ANSYS pada gambar 8 dan 9 dapat dijelaskan sebagai berikut: nilai tegangan maksimum (*Equivalent Von-Mises Stress*) sebesar  $1,7219 \times 10^8$  Pa. Faktor Keamanan tersendah struktur adalah 1,4519. Hal ini berarti struktur rangka sandaran kursi setelah dilakukan modifikasi memenuhi kriteria keamanan yang telah ditetapkan yaitu minimum 1,1.



Gambar 8. Hasil analisis *Equivalent Von-Mises Stress* setelah dimodifikasi



Gambar 9. Hasil analisis *Safety Factor* setelah dimodifikasi

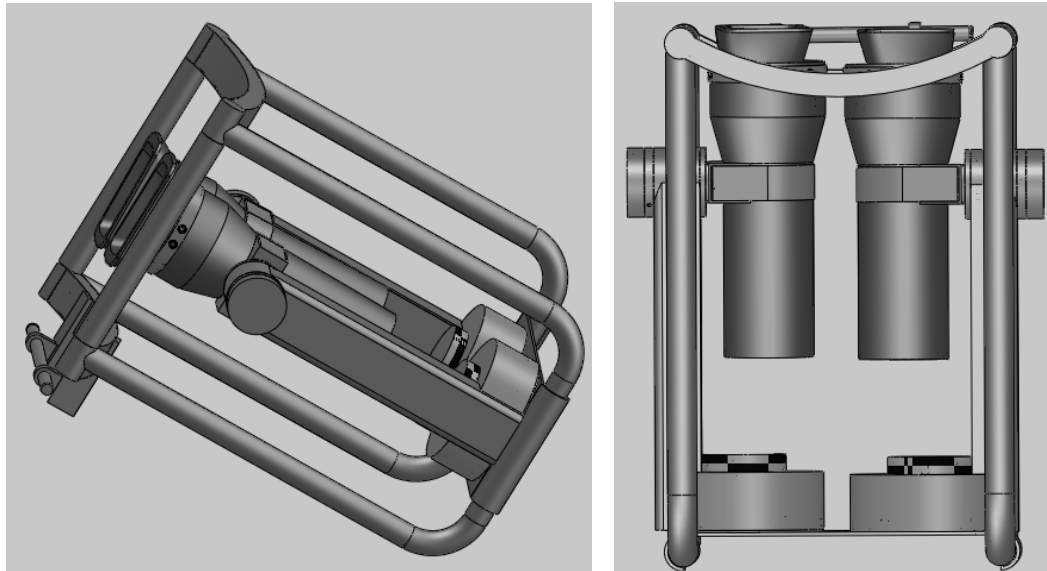
Hasil analisis kekuatan struktur rangka sandaran kursi hasil modifikasi dapat dilihat pada tabel 3 :

Tabel 3. Hasil analisis kekuatan struktur dan faktor keamanan

No	Keterangan	Hasil analisis	Nilai Batas Ijin
1	<b>Tegangan (<i>Von-Mises</i>)</b>	Max ( $1,7219 \times 10^8$ Pa)	$2.48168 \times 10^8$ Pa
2	<b>Faktor keamanan</b>	1.4519	>1,1

Hasil modifikasi rangka sandaran kursi secara keseluruhan setelah digabungkan dengan kolimator dapat dilihat pada Gambar 10. Dan nantinya akan digabungkan pada kursi pasien pada perekeyasaan renograf terpadu.





Gambar 10. Hasil modifikasi setelah detektor dan kolimator dipasangkan

## 5. KESIMPULAN

Dengan modifikasi desain pada rangka sandaran kursi maka didapatkan nilai keamanan struktur 1,4519 dengan tegangan maksimum yang terjadi sebesar  $1,7219 \times 10^8$  Pa. Dengan demikian struktur dapat dinyatakan aman dan memenuhi kriteria keamanan yang ditetapkan minimal sebesar 1,1, serta tegangan yang terjadi dibawah tegangan ijin material sebesar  $2.48168 \times 10^8$  Pa.

## 6. DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Ahmad Rifai, 2014, *Program Manual Perencanaan Renograf Terpadu (RT14)*.
- [2]. Budynas G. Richard, Nisbett Keith J., 2011, *Shigley's Mechanical Engineering Design*, Ninth Edition.
- [3]. Darmadi B. Djarot, 2003, *Diktat Statika Struktur 1*, Malang.
- [4]. Jonifan, Lidya Lin, Yasman, 2011, *Modul Pembelajaran Fisika Mekanika*.
- [5]. Moaveni, Saeed, 2008, *Finite Element Analysis: Theory And Application With Ansys*. Pearson Prentice Hall : United States Of America.
- [6]. *American Standard Testing And Material (Astm)*, 2013.
- [7]. Ashby F. Michael, 2005, *Materials Selection In Mechanical Design*, Third Edition, Pergamon Press.